

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマコード(参考)

G 0 1 T 1/161
1/169
1/20G 0 1 T 1/161
1/169
1/20D 2 G 0 8 8
A
C
D

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願2001-296255(P2001-296255)

(22)出願日 平成13年9月27日(2001.9.27)

(71)出願人 000230250

日本メジフィジックス株式会社

兵庫県西宮市六温寺町9番8号

(71)出願人 594118958

株式会社ユニバーサル技研

神奈川県小田原市前川66番地4号

(71)出願人 501209357

有限会社 エスディー技研

埼玉県坂戸市花影町10番地10

(74)代理人 100095326

弁理士 畑中 芳実 (外2名)

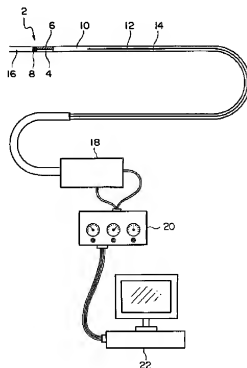
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線検出器

(57)【要約】

【課題】 体内の組織に集積した放射性物質を、検出部を血管内に挿入して検出することが可能な放射線検出器を提供する。

【解決手段】 放射線の入射により発光する棒状のシンチレータ4を備えた検出部2を有し、シンチレータからの光を光ファイバ10により伝送して体内の組織に存在する放射性物質を検出する放射線検出器において、検出部を血管内に挿入可能な大きさに形成するとともに、シンチレータの周面に微細な凹凸を設ける。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 放射線の入射により発光する棒状のシンチレータを備えた検出部を有し、該シンチレータからの光を光ファイバにより伝送して細管に存在する放射性物質を検出する放射線検出器であって、前記検出部を細管に挿入可能な大きさに形成するとともに、前記シンチレータの周面に微細な凹凸を設けたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】 放射線の入射により発光する棒状のシンチレータを備えた検出部を有し、該シンチレータからの光を光ファイバにより伝送して体内の組織に存在する放射性物質を検出する放射線検出器であって、前記検出部を血管内に挿入可能な大きさに形成するとともに、前記シンチレータの周面に微細な凹凸を設けたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項3】 シンチレータの先端面および側面の一部を放射線不透過物質で覆ったことを特徴とする請求項1または2に記載の放射線検出器。

【請求項4】 検出部を細管または血管内で回転および前後移動させる回転移動装置を設けたことを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の放射線検出器。

【請求項5】 シンチレータからの光を伝送する光ファイバとして、細い光ファイバを束ねて径をシンチレータの径とほぼ等しい光ファイバ集合体を用いたことを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の放射線検出器。

【請求項6】 シンチレータの径を1.5mm以下としたことを特徴とする請求項1～5のいずれか1項に記載の放射線検出器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、細管の放射線漏れや体内の組織に存在する放射性物質を検出するための放射線検出器に関する。特に、体内に放射性医薬品を投与した後に、検出部を冠動脈等の血管内に挿入して体内の組織に集積した放射性物質を検出する放射線検出器に関する。

【0002】

【従来の技術】 以下、血管内での使用を中心に本発明を詳述する。日本人の心臓疾患は年々増えており、現在では死因の第二位を占める。その中で不安定狭心症、急性心筋梗塞および虚血性心突然死は急性冠症候群と呼ばれ、特に重篤な疾患である。急性冠症候群の殆どは冠動脈の粥腫の破綻に引き続く血栓形成により発症する。

【0003】 従来、急性冠症候群を含めた血管内病変を核医学的に検査することが行われている。核医学検査は、予め人体に投与した放射性医薬品が目的部位に集積することを利用するもので、目的部位に集積した放射性医薬品から放出される放射線を一般的に体外に設置した

検出器で感知し、それを画像構成して診断を行うものである。核医学検査は形態診断手段としてはCTやMRIに劣るが、生体の機能や組織の性状診断手段としては優れており、広く臨床に活用されている。一方、特別な目的のために検出器を体内に挿入して検査を行う核医学検査装置が提案されているが、これらは感度が低く、実際の診断には用いられていない。また、冠動脈のような細い血管内に挿入可能な検出器はこれまで開発されていない。

【0004】 上述した検出器を体外に設置して検査を行う核医学検査装置、および検出器を体内に挿入して検査を行う核医学検査装置についてさらに述べる。前者の検出器を体外に設置して検査を行う核医学検査装置は、予め投与された放射性医薬品が放出する放射線を体外で感知する検出器（一般的にはガンマカメラ）と、検出された信号を画像構成するコンピュータとから構成される。検出器は1個のシンチレータと数十個のフォトマルを内蔵する。体内から放出された放射線はシンチレータに入射すると発光現象を起こし、その光信号はその位置に対応するフォトマルに送られて電気信号に変換される。この信号をコンピュータが画像構成して診断に用いる。

【0005】 上記検査装置では、検出器を体外に設置するため、検出器と目的部位との間に距離があり、その距離およびその間に介する生体組織により放射線の減弱と散乱が生じ、それによって解像度が低下する。また、心臓のように動くものが対象である場合には必然的に解像度が悪くなる。解像度は最高で5mm程度である。したがって、冠動脈内病変におけるような微小な放射能集積とそれ以外の放射能とを鑑別するのは不可能である。また、装置が大掛かりであるため、急性冠症候群の治療を行う心臓カテーテル室のような緊急の場での使用は非常に困難である。

【0006】 特別な目的のために、検出器を小型化して体内に挿入できるように工夫された核医学検査装置もあるが、実際上ほとんど使用されていない。この種の装置の一例として、USP4595014号に示された体内挿入用放射線検出装置がある。この装置はシンチレータに入射する放射線の指向性を得るために、タングステン等の物質で構成されたコリメータを装着している。この場合、入射する放射線の指向性を高めるため、特にエネルギーの高い放射線に対してはコリメータを厚くする必要があるが、コリメータが厚くなるにしたがってシンチレータの容積が小さく感度は低下する。また、上記検出装置の検出器は生体内の細い管には挿入できないという欠点を有する。

【0007】 検出器を体内に挿入して検査を行う装置の他の例として、特開平5-11055号、特開平8-94760号に示された管腔内挿入用放射線検出装置がある。これらの装置は、径8mm程度の2個のシンチレータを並列または縦列に配し、各々のシンチレータに光フ

ファイバを接続して光信号を2個のフォトマルに導き、コインシデンスを取る（同時に発生した信号のみを検出する）ことにより、ノイズを減らすとともに入射する放射線の指向性を得る方法を採用している。この方法では、異なるシンチレータに入射した放射線による異なる光をコインシデンスとしているので、ノイズ低減効果はあるが、 γ 線のような1個の光子が両方のシンチレータを発光させることは非常に稀なので、 γ 線に対する感度が低い。したがって、この方法ではシンチレータを血管内に挿入できるほど微小化することはできない。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、前述した事情に鑑みてなされたもので、細管の放射線漏れや体内の組織に集積した放射性物質を、検出部を細管あるいは血管内に挿入して検出することが可能な放射線検出器を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は、前記目的を達成するため、放射線の入射により発光する棒状のシンチレータを備えた検出部を有し、該シンチレータからの光を光ファイバにより伝送して細管に存在する放射性物質を検出する放射線検出器であって、前記検出部を細管に挿入可能な大きさに形成するとともに、前記シンチレータの周面に微細な凹部を設けたことを特徴とする放射線検出器を提供する。

【0010】また、本発明は、放射線の入射により発光する棒状のシンチレータを備えた検出部を有し、該シンチレータからの光を光ファイバにより伝送して体内の組織に存在する放射性物質を検出する放射線検出器であって、前記検出部を血管内に挿入可能な大きさに形成するとともに、前記シンチレータの周面に微細な凹部を設けたことを特徴とする放射線検出器を提供する。

【0011】放射線検出器では、シンチレータを小さくするほど感度は低下する。すなわち、放射線がシンチレータを突き抜けた場合には発光は生じないが、シンチレータが小さくなるほど放射線がシンチレータを突き抜ける可能性は高くなり、その結果感度は低下する。本発明の放射線検出器は、シンチレータを血管内に挿入可能な大きさにまで微小化する一方、微小化による感度低下を抑制するためにシンチレータの周面に微細な凹部を設け、これによりシンチレータ内で発光した光をシンチレータ表面で乱反射させて効率良く光ファイバに導くようにしたものである。

【0012】本発明において、検出部は放射線漏れを検出する細管にあるいは病変部の有無を検査する血管内に挿入可能な大きさに形成するもので、通常は冠動脈内に挿入可能な大きさに形成する。具体的には、シンチレータの径（太さ）は1.5mm以下とすることが望ましい。

【0013】本発明において、シンチレータ周面の微細

な凹凸は、シンチレータ内で発光した光をシンチレータ表面で乱反射させることができるものであればよく、その形状等に特に限定はない。また、上記凹凸はシンチレータ周面の一部に設けてもよく、全面に設けてもよいが、シンチレータ周面の全面に設けることが感度向上の点で適当である。さらに、シンチレータの周面に微細な凹凸を設ける手段に限定はないが、例えばサンドペーパーでシンチレータの周面を研磨する手段等を挙げることができる。

【0014】また、本発明の放射線検出器は、後述する実施形態に示すように、さらに下記構成を備えることができる。

①シンチレータの先端面および周面の一部を放射線不透過物質で覆う構成。

②検出部を血管内で回転および前後移動させる回転移動装置を設ける構成。

③シンチレータからの光を伝送する光ファイバとして、細い光ファイバを束ねて径をシンチレータの径とほぼ等しくした光ファイバ集合体を用いる構成。

【0015】

【発明の実施の形態】次に、図面を参照して本発明の実施の形態を説明するが、本発明は下記例に限定されるものではない。図1は本発明に係る放射線検出器の一実施形態を示す全体構成図、図2は同放射線検出器の検出部を示す拡大図、図3は同検出部のシンチレータを示す拡大斜視図、図4は同放射線検出器の回転移動装置および計装部の構成を示す概略図である。

【0016】本例の放射線検出器において、2は検出部、4は検出部に配された円柱状のシンチレータ、6はシンチレータ4の先端面および周面の一部（ほぼ半分）を覆う放射線不透過物質、8はシンチレータ4の先端部に装着された円筒状のX線不透過物質、10はシンチレータ4の後端部に接続された光ファイバ集合体、12および14は光ファイバ集合体10から分岐した2本の光ファイバ分岐体、16はシンチレータ、光ファイバ集合体、光ファイバ分岐体等を覆うチューブ状の遮光被覆体を示す。

【0017】上記シンチレータ4は、径1.0mm、長さ5.0mm程度のプラスチックシンチレータ、ヨウ化セシウム、BGO、YAP（Ce）等からなるものであり、その周面全面に微細な凹凸が形成されている。上記光ファイバ集合体10は、径20 μ m程度の極細い光ファイバを多数束ねて径をシンチレータ4の径とほぼ等しくしたものである。また、 β 線または γ 線不透過物質6としてはタングステン、タンタル、金、銀等、X線不透過物質8としてはタングステン、タンタル、銅合金、ステンレス鋼等、遮光被覆体16の材質としてはステンレス鋼、光不透過性プラスチック等を挙げることができる。

【0018】さらに、本例の放射線検出器において、1

8は回転移動装置、20はコントローラ、22はコンピュータを示す。回転移動装置18は、検出部2を血管内で定速で回転させ、定速で移動させるものである。回転移動装置18の中には計装部24が収納され、この計装部24は、2個のフォトマル26、28と、それらのアンプリファイヤ30、32とで構成されている。また、回転移動装置18には、計装部24を前後に移動させて検出部2を移動させる前後移動用モータ34、および計装部24を回転させて検出部2を回転させる回転用モータ36が配設されている。

【0019】本例の放射線検出器の使用法を冠動脈病変の検査を例に挙げて説明する。この場合、予め患者に冠動脈内の粥腫や血栓に集積する放射性医薬品が投与されている。

【0020】①まず、鼠けい部より血管内にガイドワイヤを挿入し、このガイドワイヤを冠動脈内まで進める。次に、検出部2の遮光被覆体16に設けた穴38にガイドワイヤ40を通し(図2)、ガイドワイヤ40に沿って検出部2を冠動脈の先端付近まで挿入する。

【0021】②シンチレータ4の位置確認はシンチレータ4の先端に装着したX線不透過物質8で行う。X線による冠動脈造影でX線不透過物質8が陽性画像として写る。また、回転移動装置18の作動はコンピュータ22の制御により行われるので、コンピュータ22のデータによりシンチレータ4の位置を同定できる。

【0022】③病変血管から放出される放射線がシンチレータ4に入ると発光現象が起こる。その光はシンチレータ4に接続した光ファイバ集合体10に伝えられる。光ファイバ集合体10は途中で2本の光ファイバ分枝体12、14に分岐し、光は均等に二分されて2個のフォトマル26、28に伝送される。光は2個のフォトマル26、28でそれぞれ電気信号に変換され、増幅されてコントローラ20に送られる。

【0023】④コントローラ20にはカウンタ回路が収納されている。2個のフォトマル26、28からの信号はパルスとしてカウンタ回路に入り、そこでコインシデンスを得る。パルスの時間幅を狭くすることにより、バックグラウンド、伝送ノイズ等の偶発的コインシデンスを排除し、可能な限りターゲットの放射線による信号のみをカウントする。カウント値はコンピュータ22に送られる。

【0024】⑤コンピュータ22は画面上に経時的測定、位置的測定および放射線の指向性に基づくカウント値を表示するとともに、それらを記憶し、解析する。そして、冠動脈内の放射能集積部位、集積の程度、用いた放射性医薬品の特性に基づいて病変の性状を把握する。また、コンピュータ22は回転移動装置18と連動してモータ34、36を作動させ、シンチレータ4の回転および移動をコントロールする。

【0025】本例の放射線検出器は次の作用効果を奏す

る。すなわち、予め投与された放射性医薬品は血管内の動脈硬化病変部(粥腫や血栓)に集積する。血管内に挿入されたシンチレータはそこから放出される放射線を感知して発光する。この光はシンチレータに接続した多数本を1本に束ねた光ファイバに伝えられる。光ファイバは途中で2本に分けられており、光は均等に二分されて2本のフォトマルに伝送される。2本のフォトマルでそれぞれの光信号は電気信号(パルス)に変換され、同時にその電気信号はコントローラに送られる。コントローラは厳密にコインシデンスを取り、シンチレータの発光に伴う信号のみをカウントする。このとき、パルスの時間幅を狭くすることで偶発的コインシデンスを避け、ノイズを最小限に留める。それによりターゲットとする放射線を識別し、病変部の微小な放射能集積の検出が可能となる。また、回転移動装置はシンチレータを血管内で定速で回転、移動させることができ、病変部の連続的検索と位置の同定に有用である。カウントされた数値は時系列的、位置系列的にコンピュータに表示され、データが解析できる。

【0026】本実施形態の放射線検出器は、シンチレータの微小化、感度の向上とノイズの低減、シンチレータに入射する放射線の指向性把握、血管内でのシンチレータの位置把握、血管内でシンチレータを回転および前後移動させる手段についてそれぞれ検討を行った結果得られたものである。これらの点について以下に述べる。

【0027】(1)シンチレータの微小化
急性冠症候群は冠動脈内の粥腫の破綻に起因する血栓形成により発症するが、従来の核医学的手法ではこのような粥腫や血栓に集積した微小な放射能を検出することはできなかった。その主な理由として、検出器を病変部に密着できないことが挙げられる。本実施形態は、シンチレータを冠動脈内に挿入できるまで微小化することにより、上記問題点を解決した。すなわち、冠動脈の内径は基始部で約3.0mmであり、排出口の中間部位で約1.5mmである。本実施形態の放射線検出器では、シンチレータのサイズを径1.0mm、長さ5.0mm程度にまで微小化したので、検出部を冠動脈の分枝内にまで挿入できる。

【0028】また、微小化したシンチレータの感度を上げるために、放射線の入射による発光を極力外部へ漏らさず、また、その光を効率良く光ファイバに伝えるために、光がシンチレータの内部で乱反射するようにシンチレータの周面に微細な凹凸を設けた。従来、サイズの大きいシンチレータにおいて、シンチレータ内の光を乱反射させるために、シンチレータにテープを巻きつける方法あるいはシンチレータの表面を白色塗装する方法が用いられた。しかし、これらの方法では、テープまたは塗装がシールドとなって入射放射線を減弱させ、さらにテープまたは塗装とシンチレータとの間に僅かなスペースができ、このスペース内で乱反射のロスを生じる。した

がって、上記方法は微小なシンチレータには採用できない。本実施形態は、シンチレータの表面を直接加工して微細な凹凸を設けるという新規な方法を採用した。シンチレータの材質にはプラスチックまたはヨウ化セシウムを用いることが好ましい。これらはγ線放射線種である^{99m}Tc、¹¹¹In、¹²³I、β線線種である⁶⁰Sr、⁹⁰Y、¹⁸⁶Re等を感知することができる。

【0029】(2) 感度の向上とノイズの低減
放射線検出器では、前述のようにシンチレータの微小化に伴い必然的に感度は低下する。本実施形態の放射線検出器は、冠動脈内に挿入できるまでシンチレータを微小化するにもかかわらず、血管内の病変部に集積する微量な放射能を検出できる感度を有する。すなわち、本実施形態では、1個のシンチレータに径20μm程度の極細い光ファイバを数本束ねてシンチレータの径とほぼ等しくして結合させている。シンチレータの光を効率良く光ファイバに伝えるには、1個のシンチレータに一本の光ファイバを結合することが好ましいが、本実施形態では、後で説明する同時計数を行うために、光信号を等しく二つに分ける必要性から数本の光ファイバを束ねる。故に、シンチレータの光を数本の光ファイバの束に効率良く伝える工夫を行っている。

【0030】個々の光ファイバを断面で見ると、外側のクラッド(光反射)と内側のコア(光導波)で構成されている。コア内を光が末端へと導かれるためには、コアへの光の入射角が一定の範囲内にある必要があり、その角度を超えた斜位での入射光は末端へ伝わらない。本実施形態では、シンチレータ内の光を極力外部に漏らさず、また効率良く光ファイバに導く方法として、シンチレータの表面で光を乱反射(拡散反射)させる方法を採用している。この方法の利点は、乱反射により様々な角度の光が生じて、何れかのコアへの入射角内に入る光が多くなることである。この他にシンチレータ内の光を外部に漏らさない方法として、シンチレータの表面で光を全反射させる方法がある。しかし、この方法では、反射による光の減弱が少ないが、反射の角度は変わらないので、コアへの入射角内に入る光の程度限定される。

【0031】また、本実施形態では、ノイズを低減するために、シンチレータに接続する一本の光ファイバの束を途中で二本の束に分けて光を均等に二本のフォトマルに導き、同時計数を得る方法を行っている。すなわち、光信号はフォトマルで電気信号(パルス)に変換され、時間的に一致したパルスのみコインシデンスとしてコントローラがカウントする方法である。この方法で重要なことは、ノイズを拾わないためにパルスの時間幅を可能な限り狭くすることである。本実施形態では、シンチレータ内の光はその表面で乱反射して様々な角度の光となるので、多くの光ファイバに乱反射する。また、二本の光ファイバの束は光を均等に二分するように配されているので、二本のフォトマルに入る光信号の時間的ばらつき

(タイムジッター)も等しい。このことは、パルスの時間幅を極力狭くし、かつコインシデンスを得ることを可能とする。これにより、シンチレータの発光に起因する信号のみがカウントされる。以上のようにしてノイズを最小化することにより、ディスクリミネートレベルを下げることができ、それにより感度をさらに上げることができる。

【0032】(3) シンチレータに入射する放射線の指向性把握

本実施形態の放射線検出器は、血管内の病変部から放出される放射線がどの方向からシンチレータに入射したかを把握することができる。そのために、本実施形態では、シンチレータの先端面および周囲の一部を放射線不透過物質でシールドしている。したがって、シンチレータに入射する体内からの放射線は、そのシールドされた部分により著しく減弱する。また、放射線不透過物質でシールドされたシンチレータを定速(例えば1回転/10秒)で回転させることができる。回転はコンピュータと連動し、回転角度毎の入射放射線のカウンタはコンピュータに記録される。それにより入射する放射線の指向性が得られる。すなわち、血管内の病変部から放出される放射線がどの方向からシンチレータに入射したかを把握することができ、これにより血管を断面として捉えた樹上の上下左右関係での放射能集積位置を知ることができる。

【0033】(4) 血管内でのシンチレータの位置把握
本実施形態の放射線検出器は、血管内でのシンチレータの位置を把握することができ、例えば、シンチレータが冠動脈の枝の先端から何ミリ手前または分岐部から何ミリ抹消に在るか随時確認することができる。そのために、本実施形態では、シンチレータの先端部にX線不透過物質を装着している。シンチレータを血管に挿入した後、外部照射によるX線撮影で上記X線不透過物質が陽性画像として写るので、血管内におけるシンチレータの正確な位置を知ることができる。

【0034】(5) 血管内でシンチレータを回転および前後移動させる手段
本実施形態の放射線検出器は、検出部を血管内で定速で回転させ、定速で前後移動させる回転移動装置を設けている。この回転移動装置は、例えば、コンピュータ制御によるモーターの作動でシンチレータ、光ファイバおよび2個のフォトマルを一体的に定速(例えば1回転/10秒)で回転させ、定速(例えば2mm/10秒)で移動させる。この方法は、血管内における放射能集積箇所の連続的検索を可能とするとともに、上記放射能集積箇所的位置関係を正確に知るために有用である。

【0035】

【実施例】(実施例1) シンチレータの周囲を鏡面にした場合と、乱反射面にした場合(微細な凹凸を設けた場合)の効果を試験した。シンチレータは、表面処理の効

果を効率良く調べるために、直径3mm、長さ15mmのプラスチック製シンチレータを使用し、その基礎面に光ファイバを接続し、この光ファイバにフォトマルを接続した。線源は β 線 (^{90}Sr - ^{90}Y) を使用し、この線源を放射線不透過物質からなる直径1mmのコリメータでシンチレータ側面より軸方向に移動させ、その時のフォトマル出力波高値をマルチチャンネルアナライザで測定し、最大波高のチャンネルを測定した。測定結果を表1、2および図5～7に示す。図5、6のスペクトル図(A)～(J)はそれぞれ横軸が波高値に対するエネルギーを示すチャンネル数、縦軸が計数値(cps)で、エネルギー値校正前のフォトマルの出力波高スペクトルを示す。この場合、スペクトル図(A)～(J)の縦軸

は対数目盛であり、下端の目盛(下端の横軸部分)は1、下から2番目の目盛は10、下から3番目の目盛は100、下から4番目の目盛は1000、下から5番目の目盛は10000、下から6番目の目盛は100000、上端の目盛(上端の横軸部分)は1000000を示す。また、スペクトル図(A)～(J)の横軸は普通目盛(等分目盛)であり、左端の目盛(左端の縦軸部分)は0、右端の目盛(右端の縦軸部分)は1024を示す。図7は波高値に対するエネルギーをグラフに表したものである。

【0036】

【表1】

シンチレータ表面:鏡面

線源位置(mm)	波高値に対する最大エネルギーを示す最大チャンネル	スペクトル図
1.5	516	A
4.5	548	B
7.5	560	C
10.5	569	D
13.5	570	E

【0037】

【表2】

シンチレータ表面:乱反射面

線源位置(mm)	波高値に対する最大エネルギーを示す最大チャンネル	スペクトル図
1.5	663	F
4.5	669	G
7.5	686	H
10.5	686	I
13.5	690	J

【0038】上記結果より、シンチレータ表面は鏡面より乱反射面の方が高い波高まで検出できていることが確認された。これは、検出計数はスペクトル特性上の積分値となるため、検出効率が向上していること、および波高値の上昇により電気ノイズとのレベル差(波高値差)が大きくなるため、ディスクリミネータによってカットされる計数が少なくなるので計数値向上となることを示す。すなわち、効率良くフォトマルに発光を伝達していることがわかる。

【0039】(実施例2)図1～図3に示した放射線検出器の感度試験を行った。この場合、シンチレータの材質はプラスチック、サイズは径1.0mm、長さ5.0mmとした。また、光ファイバ集合体としては、径40 μ mの光ファイバを数十本束ねて径0.8mm、長さ

2000mmにしたものを用いた。ただし、シンチレータおよび光ファイバを遮光被覆で被覆しなかったため、試験は暗視野にて行った。 γ 線核種である ^{111}In 、 β 線核種である ^{90}Sr についての試験結果を以下に示す。

【0040】1. 検出効率、検出限界

アクリルプレートに形成した径2.0mm、深さ1.3mmの窪みに線源3.0 μ lを滴下した後、窪みを密封し、その線源密封部にシンチレータを密着させて計測を行った。計測時間は10秒間で、10回計測を繰り返し、それを平均して1秒間当たりの値を求めた。結果を表3に示す。

【0041】

【表3】

	^{111}In	^{90}Sr
バックグラウンド計数値(cps)	2.3	0.4
線源計数値(cps)	36.6	1081.1
線源放射能値(KBq)	203.7	85.8
検出効率(%)	0.018	1.260
検出限界(Bq)	14038	115

【0042】2. 探査特性の確認

線源(85.8KBq/3 μ l)の線に接するようにシ

ンチレータをプレート上に置き、プレートをシンチレータの軸に沿って0.25mm刻みで移動させた。1ポイ

ントを10秒間計測し、1秒間当たりの平均計測値を求めた。⁸⁹Srのみについての結果を図8に示す。

【0043】3. 模擬血管による探索走査試験
カテーテル（内径1.57mm、肉厚0.255mm）を模擬血管とし、放射線量の異なる4点のプレートのカテーテルの外面に連続配置した。放射線量は16.9KBq、4.2KBq、8.4.5KBq、8.5KBqで、容量はすべて3μlである。シンチレータをカテーテル内に挿入した後、探索特性を計測した。この場合、1ポイントで10秒間計測し、1秒間当たりの平均値を求めた。⁸⁹Srのみについての結果を図9に示す。

【0044】4. 放射線量と計数との直線性
前記3の模擬血管による探索走査試験で用いた⁸⁹Srの濃度に対する計数値の直線性を検討した。結果を図10に示す。

【0045】上記感度試験の結果より、本発明の放射線検出器はバックグラウンドを最小限にすることができ、γ線、β線に対して良好な感度を有することが判明した。特にβ線に対して優れた感度を示した。γ線に対しても、バックグラウンドとの比が十分大きいことから、放射能集積の検出が可能と判断された。⁸⁹Srに対してはさらに探索特性および模擬血管による探索走査性試験を行ったが、いずれについても線源位置に対して明瞭なピークを示し、血管内病変におけるような微小な放射能集積を検出できることがわかった。また、線源の放射線量と計数値はほぼ直線的な関係を示し、計測値の信頼性が確認された。

【0046】

【発明の効果】以上のように、本発明の放射線検出器によれば、細管の放射線漏れや体内の組織に集積した放射性物質を、検出部を細管あるいは血管内に挿入して検出することが可能である。

【0047】本発明の放射線検出器は、具体的には例えば次のような効果を奏する。すなわち、急性冠症候群（以下、ACSという）は心臓疾患の中でも特に重篤な疾患である。従来、ACSは動脈硬化に伴う冠動脈の高度な狭窄により発症すると考えられていた。しかし、近年になって冠動脈に有意な狭窄がなくてもACSを発症することがわかってきた。最近ではACSは冠動脈内皮下の粥腫の破綻に引き続く血栓形成により発症するとされており、冠動脈の狭窄度より粥腫および粥腫を被う血管内皮の性状に強く関係すると言われている。したがって、ACSの発症を予測するためには冠動脈内の破綻し易い粥腫を検出することが最も重要となる。

【0048】近年、様々な検査手段を用いてACSの発症を予測する試みがなされている。血管内超音波検査による冠動脈の断層像より粥腫の存在が把握できるとの報告がある。また、内視鏡検査による冠動脈内の視覚的観察から内皮下の粥腫の存在が推測できるとの報告もある。しかし、これらの検査でもACSの発症を予測する

ことは非常に困難とされている。両者に不足するのは血管内皮や粥腫の性状に関する情報である。

【0049】本来、核医学検査は生体の機能や組織の性状を把握するのに優れた手段である。それは、機能や性状を反映する化学物質を放射能標識してその集積や排出をトレースする検査だからである。しかし、先述したように従来の核医学検査では冠動脈内におけるような微小な病変の検出は不可能であった。

【0050】これに対し、本発明の放射線検出器によれば、検出部を冠動脈内に挿入することにより、粥腫や血栓に集積した放射能を検出することが可能である。また、血管内皮や粥腫の性状を表現する化学物質を放射性医薬品として投与し、本発明を用いることで、破綻し易い粥腫を同定することが可能である。本発明によりACSの発症を予知できれば医療に対する貢献は極めて大きい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る放射線検出器の一実施形態を示す全体構成図である。

【図2】同放射線検出器の検出部を示す拡大図である。

【図3】同検出部のシンチレータを示す拡大斜視図である。

【図4】同放射線検出器の回転移動装置および計装部の構成を示す概略図である。

【図5】(A)～(C)、(F)～(H)はそれぞれフォトマルの出力波高スペクトルを示すスペクトル図である。

【図6】(D)、(E)、(I)、(J)はそれぞれフォトマルの出力波高スペクトルを示すスペクトル図である。

【図7】フォトマルの最大波高を表したグラフである。

【図8】実施例2に示した放射線検出器の感度試験における探索特性の試験結果を示すグラフである。

【図9】同感度試験における模擬血管による探索走査の試験結果を示すグラフである。

【図10】同感度試験において線源濃度勾配に対する計数値の直線性を調べた結果を示すグラフである。

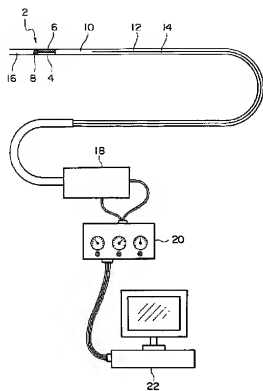
【符号の説明】

- 2 検出部
- 4 シンチレータ
- 6 放射線不透過物質
- 8 X線不透過物質
- 10 光ファイバ集合体
- 12 光ファイバ分岐体
- 14 光ファイバ分岐体
- 16 遮光被覆体
- 18 回転移動装置
- 20 コントローラ
- 22 コンピュータ
- 24 計装部

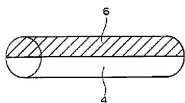
- 2 6 フォトマル
- 2 8 フォトマル
- 3 0 アンプリファイヤ

- 3 2 アンプリファイヤ
- 3 4 前後移動用モータ
- 3 6 回転用モータ

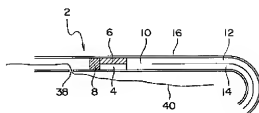
【図 1】



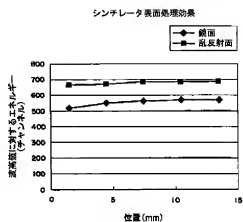
【図 3】



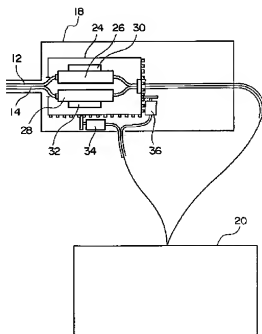
【図 2】



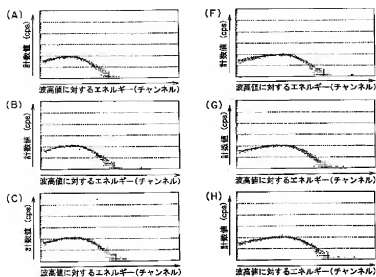
【図 7】



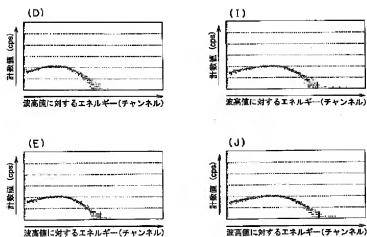
【図 4】



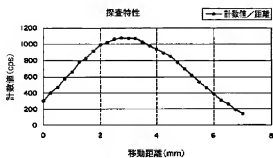
【図5】



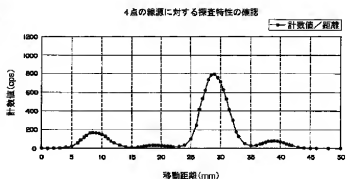
【図6】



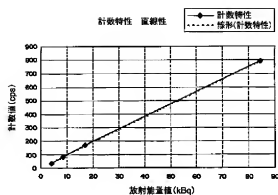
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者	本村 廣	F ターム(参考)	2G088 EE04 EE11 EE17 FF04 GG15
	東京都千代田区九段北1-13-5 日本メ		GG16 JJ01 JJ09 JJ22 JJ23
	ジフィジックス株式会社東京本部内		JJ24 JJ30 KK15 KK35 LL02
(72)発明者	斉藤 敦弘		LL11
	埼玉県坂戸市花影町10-10		